

Clemens-Alexander Decker
Dr. sc. hum.

Modellierung des Signalverlaufs dynamischer T1-gewichteter Magnetresonanztomographie Sequenzen zur Bestimmung des Austauschkoefizienten zwischen Intravaskular- und Extravaskularraum bei Gehirntumoren.

Fach/Einrichtung: Neurologie
Doktormutter: Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Phys. Sabine Heiland

In dieser Dissertation wurden Algorithmen implementiert, mit denen vaskuläre Parameter (zerebrale Blutvolumen, Volumentransferkonstante bei Blut-Hirn-Schrankenstörungen) basierend auf zwei unterschiedlichen pharmakokinetischen Modellen berechnet werden können. Ergänzend hierzu wurden zwei empirische Parameter (initiale Signalsteigung während der Kontrastmittelanflutung, Steady-State Signaldifferenz) berechnet. Diese Verfahren wurden an einem Kollektiv aus 17 Patienten mit Glioblastom validiert. Der Fokus lag auf der Korrelation der empirischen Parameter mit den pharmakokinetischen Modellen. Die Akquisition erfolgte mit einem "Dynamic Contrast Enhanced" Verfahren, wobei ein linearer Zusammenhang zwischen der Kontrastmittelkonzentration und dem gemessenen MR-Signal angenommen wurde.

Grundsätzlich sind beide pharmakokinetischen Modelle zur Berechnung der Parameter in Tumorregionen geeignet. Man muss aber im Einzelfall abwägen, welches Modell adäquat ist. Dies betrifft vor allem die Kontrastmittelanflutung und den Washout im Signal-Zeit-Verlauf. Es wurden 26345 Signal-Zeit-Verläufe verwendet, wobei im Modell nach Patlak in 33,6%, Tofts u. Kermode in 15,6%, Steady-State Signaldifferenz in 15,4% und bei der initialen Steigung während der Kontrastmittelanflutung in 2% der Fälle keine Berechnung möglich war.

Bei der Performance sind die zwei empirischen Parameter (Steady-State Signaldifferenz: $\emptyset = 15s$, initiale Signalsteigung während der Kontrastmittelanflutung: $\emptyset = 28s$) wie zu erwarten die performantesten. Die beiden pharmakokinetischen Modelle (Patlak: $\emptyset = 32s$, Tofts u. Kermode ohne Berechnungsselektion und dynamische Startwerte: $\emptyset = 15min\ 4s$) benötigen die meiste Performance. Die performanteste Variante des Tofts u. Kermode Modells ist die Kombination aus der Steady-State Signaldifferenz als Berechnungsselektion und festen Startwerten ($\emptyset = 5min\ 20s$). Bei der Ermittlung der Performance wurde für alle Varianten die gleiche Anzahl an Signal-Zeit-Verläufen bei gleicher Hardware verwendet.

Ein signifikanter Kontrastmittel Washout oder ein unmittelbarer Signal-Zeit-Peak nach der Bolusinjektion wird nur im Tofts u. Kermode Modell berücksichtigt. Das Patlak Modell kann nur berechnet werden, wenn der Signal-Zeit-Verlauf mindestens zwei Messpunkte bis zum Signalpeak aufweist (Volumentransferkonstante (Patlak) $\leq 5,78min^{-1}$ (Tofts und Kermode)).

Die empirischen Ansätze erlauben keine Differenzierung zwischen Volumentransferkonstante und zerebralem Blutvolumen, können aber aufgrund der Korrelation (Tofts/Kermode u. initiale Signalsteigung: $R^2=0,9$, Tofts/Kermode u. Steady-State Signaldifferenz: $R^2=0,002$, Patlak u. initiale Signalsteigung: $R^2=0,2$, Patlak u. Steady-State Signaldifferenz: $R^2=0,02$) zur Performanceoptimierung verwendet werden.